

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65585

(P2002 - 65585A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00 300	E 2 F 0 6 5
G 0 1 B 11/00		G 0 1 B 11/00	H 2 H 0 4 0
11/24		G 0 2 B 23/26	B 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26			C 5 C 0 5 4

H 0 4 N 7/18

M

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 16数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2000 - 254118(P2000 - 254118)

(22)出願日 平成12年8月24日(2000.8.24)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 小野 修司

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

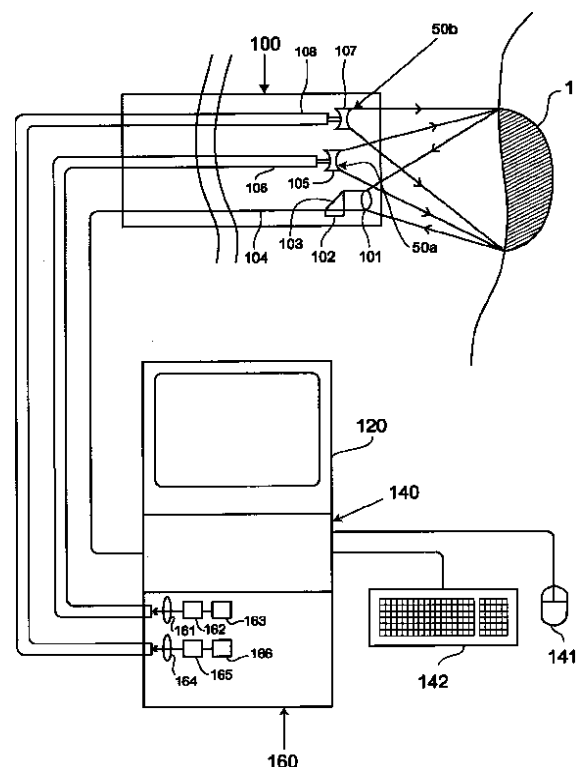
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡装置において、被写体が動いていても距離情報を得ることができ、また簡単な構成と演算処理により短時間で、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることができるようにする。

【解決手段】 遠距離用照明レンズ105からの照明と近距離用照明レンズ107からの照明をほぼ同時に発光させ、おのおのの発光のタイミングに合わせて撮像素子102でそれぞれの光による反射光像を撮影する。次に、コンピュータ140で、撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比に基づく演算を行うことにより、各画素ごとに距離を算出し、それらをまとめて距離分布情報を算出する。また撮影された2枚の画像のうち一つを通常画像用として用いる。通常画像と距離分布情報は、モニタ120に可視画像として表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を前記被写体に照射可能な照射手段と、該照射手段の各発光位置からの光による前記被写体からの反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された前記各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により前記各部の発光位置からの距離を算出する演算手段とからなることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】 前記照射手段が前記光を前記発光位置ごと10 とに短い周期で切り替えて照射するものであり、前記撮像手段が前記光の切替えに同期して前記被写体からの前記反射光像を時分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影可能とされていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】 前記照射手段が前記光を発光位置ごとに異なる波長の光で照射するものであり、前記撮像手段が前記被写体からの前記反射光像を波長分割することにより各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影可能20 とされていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】 前記照射手段が内視鏡本体内に組み込まれていることを特徴とする請求項 1、2 または 3 記載の内視鏡装置。

【請求項 5】 前記演算手段により算出された前記被写体各部の前記照射手段からの距離の分布を被写体の距離分布情報として出力する出力手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 6】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報30 を数値で表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 7】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を図形で表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 8】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を色情報で表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 9】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を図形と色情報の組合せで表示するものであることを40 特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 10】 前記出力手段が前記被写体の距離分布情報を該被写体の通常画像との組合せで表示するものであることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡装置。

【請求項 11】 ユーザーのポインティングデバイスによる前記通常画像上の任意の点の入力に応じて、前記点の前記発光位置からの距離情報を出力する距離情報出力手段をさらに備えていることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡装置。

【請求項 12】 ユーザーのポインティングデバイスによる前記通常画像上の任意の 2 点の入力に応じて、前記50

2 点間の距離を演算して出力する 2 点間距離情報出力手段をさらに備えていることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は内視鏡装置に関し、特に体腔内への挿入部先端から被写体までの距離を測定する手段を備えた内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。また、工業分野においても、ボイラー、タービン、エンジン、化学プラント等の内部のキズ、腐食等の観察、検査に工業用内視鏡が広く用いられている。

【0003】しかしながら、従来の内視鏡は単眼光学系の場合が多いため、被写体までの距離を容易に把握することができない。また内視鏡と被写体の距離の大小によってモニター上での被写体の見かけの大きさが変化してしまうため、モニター上では実際の大きさが把握しづらい等の問題点がある。したがって、内視鏡から被写体までの距離、特に画像内での距離の分布を測定できる装置が望まれている。

【0004】特開昭 64 - 49542 号に体内の臓器表面等の凹凸を計測する計測内視鏡として、回析格子によるレーザー光の回析パターンを利用したものが示されている。

【0005】これは、回析パターン投影手段によって被写体表面上に回折パターンを投影し、この投影像を視差のある位置から撮像手段で観察することにより、被写体表面の凹凸が把握できるようにしたものである。また、ラインあるいはドット状パターンが表面の凹凸形状に応じて変形して見えるため、撮像手段の画像信号に基づいて、被写体表面上のライン状パターンの各明部に関して基準位置からの輝度の変位量を演算することにより、被写体表面の凹凸形状を計測することもできる。

【0006】また、特開平 05 - 211988 号にはレーザー光による測距と干渉稿による測定を組み合わせる立体形状を測定する手段が示されている。これは、干渉稿投影手段を用いて干渉稿を被写体表面に投影し、前記干渉稿を走査する手法によって得た被写体表面の凹凸形状の情報と、レーザー光線による測距手段を用いて測定した測距情報を合わせることで、基準寸法の入力を必要とせず距離分布情報を計測することができるというものである。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、特開昭 64 - 49542 号では、被写体表面の凹凸形状の情報を得ることができるが、内視鏡先端からの距離が既知で

ある基準位置を設定しなければ距離を知ることができない。またパターン投影を複数回行う間被写体を固定しておく必要があるため、体腔内等の動きの激しい被写体の撮像には向かない。さらに複数回のパターン投影を行い、その後測定パターンに基づき複雑な演算を必要とするため凹凸形状の情報を得るまでに時間がかかる。また照射パターンに基づくため、照射パターンのピッチ以下の空間分解能を得ることが困難である。

【0008】また、特開平05 - 211988号では、干渉縞投影手段を用いて干渉縞走査方法による形状測定で被写体表面の凹凸形状の測定を行い、それとは別にレーザー光による測距手段を用いて距離の測定を行って距離分布情報を得なければならないため、装置の構成が複雑になる。また干渉縞走査を複数回行う間被写体を固定しておく必要があるため、体腔内等の動きの激しい被写体の撮像に向かない。さらに複数回の干渉縞走査を行い、その後走査結果に基づき複雑な演算を必要とするため距離情報を得るまでに時間がかかる。

【0009】本発明は上記のような従来技術の問題点を鑑みて、内視鏡装置において、被写体が動いていても距離情報を得ることができ、また簡単な構成と演算処理により短時間で、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることが可能な内視鏡装置を提供することを目的とするものである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明による内視鏡装置は、被写体までの発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を照射可能な照射手段と、照射手段の各発光位置からの光による被写体の反射光像を独立に撮影可能な撮像手段と、独立に撮影された各反射光像の対応する各部の反射強度の比に基づく演算により各部の発光位置からの距離を算出する演算手段を備えたことを特徴とするものである。

【0011】ここで、発散照射距離とは、単位照射面積当たりの照度が距離の2乗に反比例するように、光が発散して進む距離を意味し、平行ビームとして進む距離や、光ファイバー内を進む距離は含まない。また、ほぼ同時とは、同時または被写体に動きが認められない程度の時間差を意味する。

【0012】本発明による内視鏡装置は、前記照射手段を被写体までの発散照射距離の異なる発光位置ごとに短い周期で切り替えて光を照射するものとし、前記撮像手段を光の切り替えに同期して被写体からの反射光像を時分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影するものとする。ことができる。

【0013】また、本発明による内視鏡装置は、前記照射手段を被写体までの発散照射距離の異なる発光位置ごとに異なる波長の光を被写体に照射し、前記撮像手段により被写体の反射光像を波長分割することにより、各発光位置からの光による反射光像を独立に撮影するものと

することができる。

【0014】本発明による内視鏡装置において、前記照射手段は内視鏡本体内に組み込まれていてもよいし、内視鏡本体と別体に構成されていてもよい。

【0015】本発明による内視鏡装置は、演算手段により算出された被写体各部の照射手段からの距離の分布を被写体の距離分布情報として出力する出力手段をさらに備えたものとする。ことができる。

【0016】この出力手段は、被写体の距離分布情報を数値として表示するものとする。ことができる。例えば、被写体の任意の広さの領域毎に距離情報を数値で表示することが可能である。

【0017】この出力手段は、被写体の距離分布情報を図形として表示するものとする。ことができる。例えば、被写体の凹凸形状をワイヤースケッチ等の立体形状で表示することができる。

【0018】例えば、出力手段の画素毎に被写体までの距離に応じて色を変化させて表示するようにして、被写体の距離分布情報を色情報として表示するものとする。こともできる。

【0019】さらに、さらにその上から被写体の凹凸形状情報としてワイヤースケッチ等の立体形状を重ねて表示するようにして、被写体の距離分布情報を図形と色情報の組合せとして表示するものとする。ことができる。

【0020】また、この出力手段は、同一出力手段上に被写体の距離分布情報と被写体の通常画像との両方を同時に出力するものとする。こともできる。

【0021】さらに、この出力手段はユーザーのポインティングデバイスによる通常画像上の任意の点の入力を受けて、その位置の距離情報を出力手段上に表示するものとする。こともできるし、ポインティングデバイスによる通常画像上の任意の2点の入力を受け、2点間の距離を演算して出力手段上に数値等で表示するものとする。こともできる。

【0022】ここで、図2に示す原理図をもとに距離情報の演算方法について説明する。被写体1からの距離の異なる2つの点光源20および21から被写体1に照明をあてる。このときの、被写体から近い点光源20の輝度を既知の値 L_1 、被写体から遠い点光源21の輝度を既知の値 L_2 、両点光源20、21間の距離を既知の値 L 、点光源20から被写体までの距離を R_1 、点光源21から被写体までの距離を R_2 、被写体の各点光源20、21から発せられる光に対する分光反射率を R_f とすると、各素子の位置関係より

$$R_1 + L = R_2 \quad (1)$$

となり、点光源11からの光の被写体1による反射光強度を L_{r1} とすると、

$$L_{r1} = R_f \cdot L_1 / 4 \quad R_1^2 \quad (2)$$

となり、点光源12からの光の被写体1による反射光強度を L_{r2} とすると、

5
 $Lr_2 = Rf \cdot L_2 / 4 \quad R_2^2 \quad (3)$
 となる。

$$Wr = Lr_1 / Lr_2 = Rf \cdot L_1 \cdot 4 \quad R_2^2 / 4 \quad R_1^2 \cdot Rf \cdot L$$

となり、(4)式に(1)式を代入し、被写体までの距離 R_1 を求める式に変形することにより、

【数 1】

$$R_1 = \frac{L}{\left(\sqrt{\frac{WrL_2}{L_1}} - 1 \right)} \quad (5)$$

となる。

【0024】(5)式より、 L_1 、 L_2 、 L は既知の値、 Wr は撮影された2枚の画像の各画素の輝度の比から求められるため、被写体までの距離 R_1 を得ることができる。

【0025】カメラ10が撮影した点光源20および点光源21からの反射光像を入力し演算するコンピュータで、撮影された画像の各画素ごとに上記演算を行うことにより、撮影された画像から距離分布情報を得ることができる。

【0026】

【発明の効果】上記のように構成された本発明による内視鏡装置は、発散照射距離の異なる複数の発光位置からほぼ同時に光を被写体に照射し、各発光位置からの光による被写体からの反射光像を独立に撮影可能なものであるため、短時間で距離分布情報を得るために必要な2枚の反射光像の撮影が終了するので、被写体が動いていても距離分布情報を得ることができる。

【0027】また、本発明による内視鏡装置は、前記2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づいて距離分布情報を算出するため、距離分布情報を得るための特別な手段を必要とせず、一つの撮像手段で撮影した情報を基に通常画像と距離分布情報の2つの情報を得ることができ、装置の構成を複雑にすることなく距離分布情報を得ることができる。

【0028】また、本発明による内視鏡装置は、ほぼ同時に撮影した2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づく簡単な演算により距離分布情報を算出するため、短時間で距離分布情報を得ることができる。

【0029】さらに、本発明の内視鏡装置によれば、発光位置を変えて撮影した2枚の通常画像の各画素の輝度の比、すなわち被写体からの光の反射強度の比に基づいて距離分布情報を算出するため、撮像手段の解像度と同等の空間分解能の距離分布情報を得ることができる。

【0030】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本発明の第

【0023】ここで、これらの反射光強度の比を Wr として求めると、

1の実施の形態による内視鏡装置の概略構成を示す図である。

【0031】本実施の形態による内視鏡装置は、被験者の体腔内に挿入される内視鏡挿入部100と、その挿入部100先端付近内部に設けられた、被写体までの発散照射距離の異なる2つの位置50a、50bから光を照射するための2つの光源162、165を備えた照明ユニット160と、内視鏡挿入部100内の撮像素子102が対物レンズ101を通して撮影した2枚の画像に基づいて通常画像信号と距離分布情報を算出して画像化した信号を出力する機能および内視鏡装置全体を制御する機能を持ったコンピュータ140と、コンピュータ140の映像出力信号を受けて、可視画像として表示するモニタ120とから構成されている。

【0032】内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるCCDケーブル104、遠距離用ライトガイド106、近距離用ライトガイド108を備えている。CCDケーブル104aの先端部には、通常画像用撮像素子102が接続され、その通常画像用撮像素子102には、反射用プリズム103が取り付けられている。反射用プリズム103、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、対物レンズ101および遠距離用照明レンズ105および近距離用照明レンズ107が設けられている。CCDケーブル104の基端は、コンピュータ140に接続され、遠距離用ライトガイド106および近距離用ライトガイド108の基端は照明ユニット160に接続されている。

【0033】照明ユニット160は、遠距離用ライトガイド106を通して内視鏡挿入部100から遠距離用照射レンズ105により照射するための光源として、通常画像用白色光を発する遠距離用白色光源162と、その遠距離用白色光源162に電氣的に接続された遠距離用白色光源用電源163と、遠距離用白色光源162から射出された白色光を集光する遠距離用白色光用集光レンズ161、同じく近距離用ライトガイド108を通して内視鏡挿入部100から近距離用照射レンズ107により照射するための光源として通常画像用白色光を発する近距離用白色光源165と、その近距離用白色光源165に電氣的に接続された近距離用白色光源用電源166と、近距離用白色光源165から射出された白色光を集光する近距離用白色光用集光レンズ164を備えている。

【0034】コンピュータ140には、内視鏡100から延びているCCDケーブル104が接続されている。また、必要に応じてポインティングデバイス141やキ

ーボード 142 等を接続することができる。

【0035】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0036】まず、内視鏡 100 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源 163 が駆動され、遠距離用白色光源 162 から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ 161 を経てライトガイド 106 に入射され、内視鏡挿入部 100 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 105 により被写体 1 に照射される。白色光の被写体 1 からの反射光は対物レンズ 101 によって集光され、反射用プリズム 103 により反射されて、通常画像用撮像素子 102 に結像される。撮像素子 102 からの映像信号は CCD ケーブル 104 を通ってコンピュータ 140 に送られ、コンピュータ 140 内のメモリに保存される。次に、遠距離用の光源と同様に近距離用白色光源電源 166 が駆動され、近距離用白色光源 165 から白色光が射出される。白色光は、近距離用白色光用集光レンズ 164 を経てライトガイド 108 に入射され、内視鏡挿入部 100 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 107 により被写体 1 に照射される。白色光の被写体 1 からの反射光は対物レンズ 101 によって集光され、反射用プリズム 103 により反射されて、通常画像用撮像素子 102 に結像される。撮像素子 102 からの映像信号は CCD ケーブル 104 を通ってコンピュータ 140 に送られ、コンピュータ 140 内のメモリに保存される。

【0037】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、光源の発光の切替えに同期してそれぞれの光の反射光像を時分割することにより両反射光像を独立に撮影するものである。

【0038】次に撮影された 2 枚の画像からコンピュータ 140 により前述の原理に基づいて被写体各部までの距離を演算することにより、画像の各画素ごとに距離が算出され、それらをまとめて距離分布情報が算出される。また撮影された 2 枚の画像のうちいずれか一方は通常画像用としても用いられる。上記の様に処理された通常画像および距離分布情報は、モニタ 120 に入力され、両画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。また、上記一連の動作はコンピュータ 140 によって制御される。

【0039】ここで、ポインティングデバイス 141 を用いて、モニタ 120 上に表示されている通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス 141 に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ 140 に入力することにより、すでに算出されている指定点の距離情報をモニタ 120 上に数値等の情報として表示することもできるし、通常画像上の任意の一点を指定し、ポインティングデバイス 141 に設置された入力ボタンを

押下してコンピュータ 140 に入力し、さらに別の一点を指定してポインティングデバイス 141 に設置された入力ボタンを押下してコンピュータ 140 に入力することにより、コンピュータ 140 で 2 点間の距離を演算してモニタ 120 上に数値等で表示することもできる。また、上記 2 点間をポインティングデバイス 141 でドラッグすることによって 2 点間の距離を演算してモニタ 120 上に数値等で表示するようにしてもよい。

【0040】ここで、図 12、図 13 を基に前記 2 点間の距離の演算方法について説明する。まず、通常画像の表示例を図 12 に示す。通常画像上で任意の点 1a および 1b を指定したものと想定し、そのときの 2 点間の距離 D の算出方法について説明する。

【0041】このときの状態を図 13 に示す。照明レンズ 107 から点 1a までの距離である R_{11} は前述の原理により求められ、さらに照明レンズ 107 と対物レンズ 101 の位置関係は既知であり、対物レンズ 101 のレンズ光軸 A と対物レンズ 101 から点 1a を結ぶ直線との角度 θ_1 は前記通常画像上の距離 r_1 と対物レンズ 101 の特性から求まるので、照明レンズ 107 を中心とした半径 R_{11} の球面を表す式と、対物レンズ 101 から点 1a を結ぶ直線を表す式を連立することにより、該球面と該直線の交点である点 1a の 3 次元の座標が求められる。同様に点 1b の座標も求められるので、点 1a および点 1b のそれぞれの 3 次元の座標を基に 2 点間の距離 D が求められる。

【0042】また、キーボード 142 上に配置されたカーソルキーを用いて通常画像上の任意の一点、または 2 点を指定しキーボード 142 上の Enter キーを押下してコンピュータ 140 に入力することによっても上記作用と同等の作用を得ることができる。

【0043】さらに、ポインティングデバイス 141 やキーボード 142 等は、コンピュータ 140 に対する制御命令の入力等にも用いることもできる。

【0044】上記のように構成された本発明による内視鏡装置によれば、短時間で距離分布情報を得るために必要な 2 枚の反射光像の撮影が終了するので、被写体が動いていても距離分布情報を得るための撮影を行うことができ、さらに被写体からの光の反射強度の比に基づく簡単な演算により、短時間で距離分布情報を得ることができる。

【0045】本実施形態では、被写体からの距離が遠い照明を用いた撮影を先に行ったが、被写体からの距離が近い照明を用いた撮影を先に行ってもよい。また、照明に用いる光源として白色光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源であれば、単波長光等を採用することもできる。

【0046】次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。図 3 は、本発明による内視鏡の本実施の形態の概略構成を示す図である。なお、図 1 に示す第 1 の実

施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0047】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部 200 が、内部に先端まで延びる CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c、遠距離用ライトガイド 206、近距離用ライトガイド 208 を備えている。CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c の先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c が接続され、それらの通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c には、分光用プリズム 203 が取り付けられている。分光用プリズム 203、遠距離用ライトガイド 206 および近距離用ライトガイド 208 の先端部、即ち内視鏡挿入部 200 の先端部には、対物レンズ 201 および遠距離用照明レンズ 205 および近距離用照明レンズ 207 が設けられている。CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c の基端は、コンピュータ 240 に接続され、遠距離用ライトガイド 206 および近距離用ライトガイド 208 の基端は照明ユニット 260 に接続されている。

【0048】照明ユニット 260 は、遠距離用ライトガイド 206 を通して内視鏡挿入部 200 から遠距離用照明レンズにより照射するための光源として、第 1 の波長 λ_A の単波長光を発する単波長光源 262 と、その単波長光源 262 に電氣的に接続された単波長光源用電源 263 と、単波長光源 262 から射出された単波長光を集光する単波長光用集光レンズ 261 を備えている。

【0049】同じく近距離用ライトガイド 208 を通して内視鏡挿入部 200 から近距離用照明レンズにより照射するための光源として前記第 1 の波長 λ_A と異なる波長 λ_B の単波長光を発する単波長光源 265 と、その単波長光源 265 に電氣的に接続された単波長光源用電源 266 および第 1、第 2 の波長とさらに異なる波長 λ_C の単波長光を発する単波長光源 267 と、その単波長光源 267 に電氣的に接続された単波長光源用電源 268 があり、単波長光源 265 の前面には第 2 の波長 λ_B の光は透過し、第 3 の波長 λ_C の光は反射するダイクロイックミラー 269 を、単波長光源 267 の前面にはミラー 270 を設置することによって、単波長光源 265 と単波長光源 267 の 2 つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ 264 に入射させている。

【0050】これら 3 つの波長 (λ_A 、 λ_B 、 λ_C) は、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲内で選択する。

【0051】コンピュータ 240 には内視鏡 200 から延びている CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c が接続されている。また、第 1 実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス 141 やキーボード 142 等を接続することができる。

【0052】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0053】まず、内視鏡 200 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源 263 が駆動され、遠距離用単波長光源 262 から第 1 の波長 λ_A の単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ 261 を経てライトガイド 206 に入射され、内視鏡挿入部 200 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 205 により被写体 1 へ照射される。

【0054】同時に近距離用単波長光源電源 266 および近距離用単波長光源電源 268 が駆動され、近距離用単波長光源 265 および近距離用単波長光源 267 から第 2、第 3 の波長の λ_B 、 λ_C の単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー 269 により合成され近距離用単波長光用集光レンズ 264 を経てライトガイド 208 に入射され、内視鏡挿入部 200 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 207 により被写体 1 へ照射される。

【0055】図 4 に拡大して示すように、遠距離用照明レンズ 205 からは第 1 の波長 λ_A の単波長光が被写体 1 に向けて照射され、短距離用照明レンズ 207 からは第 2、第 3 の波長 λ_B 、 λ_C の単波長光が被写体 1 に向けて照射される。3 つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ 201 によって集光され、分光用プリズム 203 で各波長ごとに分光して、通常画像用撮像素子 202 a、202 b、202 c にそれぞれ結像される。撮像素子 202 a、202 b、202 c からの映像信号は CCD ケーブル 204 a、204 b、204 c を通ってコンピュータ 240 に送られ、それぞれの画像がコンピュータ 240 内のメモリに保存される。

【0056】このように遠距離光源からの光の反射光像と近距離光源からの光の反射光像の撮影は、同時に発光された両光源からの反射光をプリズムにより波長分割することにより両反射光像を独立に撮影するものである。

【0057】次に、図 5 のフローチャートに示すように、画像メモリ b 292、画像メモリ c 293 に保存された近距離から照射した単波長 λ_B の光による反射光像および単波長 λ_C の光による反射光像を基に、単波長 λ_A 、単波長 λ_B 、単波長 λ_C の分光特性が線形であるため、単波長 λ_B 、単波長 λ_C の波長差と、各波長の光強度から、線形方程式により単波長 λ_A に相当する光による反射光を推定する。

【0058】画像メモリ a 291 に保存された遠距離から照射した単波長 λ_A の光による反射光像と、前述の方法により推定した、近距離から照射した単波長 λ_A に相当する光による反射光像とで前述の原理に基づいて演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0059】本実施形態では、照明に用いる光源として単波長光を採用したが、本発明の目的を達成し得る光源

であれば、単波長光以外の光源を採用することもできる。

【0060】次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。図6は、その概略構成を示す図である。なお、第1、第2実施形態と同等の要素の説明は特に必要のない限り省略する。

【0061】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部300が、内部に先端まで延びるCCDケーブル304a、304b、遠距離用ライトガイド306、近距離用ライトガイド308を備えている。CCDケーブル304a、304bの先端部には、それぞれ通常画像用撮像素子302a、302bが接続され、それらの通常画像用撮像素子302a、302bには、分光用プリズム303が取り付けられている。分光用プリズム303、遠距離用ライトガイド306および近距離用ライトガイド308の先端部、即ち内視鏡挿入部300の先端部には、対物レンズ301および遠距離用照明レンズ305および近距離用照明レンズ307を備えている。CCDケーブル304a、304bの基端は、コンピュータ340に接続され、遠距離用ライトガイド306および近距離用ライトガイド308の基端は照明ユニット360に接続されている。

【0062】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された3つの波長($\lambda_B < \lambda_A < \lambda_C$)を用いる。

【0063】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0064】まず、内視鏡300は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源363が駆動され、遠距離用単波長光源362から単波長光が射出される。単波長光は、遠距離用単波長光用集光レンズ361を経てライトガイド306に入射され、内視鏡挿入部300の先端部まで導光された後、被写体1から遠い距離にある照明レンズ305により被写体1へ照射される。

【0065】同時に近距離用単波長光源電源366および近距離用単波長光源電源368が駆動され、近距離用単波長光源365および近距離用単波長光源367から単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー369により合成され近距離用単波長光用集光レンズ364を経てライトガイド308に入射され、内視鏡挿入部300の先端部まで導光された後、被写体1から近い距離にある照明レンズ307により被写体1へ照射される。

【0066】図7に示すように、3つの単波長光が合成された光の反射光は対物レンズ301によって集光され、プリズム303のダイクロイックフィルタにより λ_A と、 λ_B 、 λ_C に分離され、通常画像用撮像素子302a、302bにそれぞれ結像される。撮像素子302a、302bからの映像信号はCCDケーブル304

a、304bを導通させコンピュータ340に送られ、それぞれの画像がコンピュータ340内のメモリに保存される。

【0067】次に、遠距離から照射した単波長 λ_A の光による反射光像と、近距離から照射した単波長 λ_B の光による反射光像および単波長 λ_C の光による反射光像から、(6)式の通り加算平均により算出した近距離から照射した単波長 λ_A に相当する光による反射光像とで前述と同様の演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第1実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0068】 $\lambda_A = (\lambda_B + \lambda_C) / 2$ (6)

本実施形態では、遠距離用光源に λ_A 、近距離光源に λ_B および λ_C を用いたが、遠距離用光源に λ_B および λ_C 、近距離光源に λ_A を用いることもできる。

【0069】次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図8は、その概略構成を示す図である。なお、第1、第2および第3実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0070】本実施形態では、物体の分光特性が線形と見なすことができる範囲で、均等な間隔で設定された3つの赤外波長($\lambda_B < \lambda_A < \lambda_C$)および可視光を用いる。照明ユニット460は、遠距離用ライトガイド406を通して内視鏡挿入部400から遠距離用照射レンズ405により照射するための光源として、波長 λ_A の単波長光を発する単波長光源462と、その単波長光源462に電氣的に接続された単波長光源用電源463および可視光を発する可視光源464と、その単波長光源464に電氣的に接続された単波長光源用電源465があり、単波長光源462の前面には波長 λ_A の光は透過し、可視光は反射するダイクロイックミラー466を、可視光源464の前面にはミラー467を設置することによって、単波長光源462と可視光源464の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ461に入射させている。

【0071】同じく近距離用ライトガイド408を通して内視鏡挿入部400から近距離用照射レンズ407により照射するための光源として波長 λ_B の単波長光を発する単波長光源469と、その単波長光源469に電氣的に接続された単波長光源用電源470および波長 λ_C の単波長光を発する単波長光源471と、その単波長光源471に電氣的に接続された単波長光源用電源472があり、単波長光源469の前面には波長 λ_B の光は透過し、波長 λ_C の光は反射するダイクロイックミラー473を、単波長光源471の前面にはミラー474を設置することによって、単波長光源469と単波長光源471の2つの光源から射出される単波長光を単波長光用集光レンズ468に入射させている。

【0072】コンピュータ440には内視鏡400から延びているCCDケーブル404a、404b、404

c が接続されている。また、第 1 実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス 141 やキーボード 142 等を接続することができる。

【0073】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0074】まず、内視鏡 400 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用単波長光源電源 463 および遠距離用可視光源電源 465 が駆動され、遠距離用単波長光源 462 および遠距離用可視光源 464 から単波長光および可視光が射出され、波長 λ_A の単波長光と可視光は、ダイクロイックミラー 466 により合成され遠距離用集光レンズ 461 を経てライトガイド 406 に入射され、内視鏡挿入部 400 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 405 により被写体 1 へ照射される。

【0075】同時に近距離用単波長光源電源 470 および近距離用単波長光源電源 472 が駆動され、近距離用単波長光源 469 および近距離用単波長光源 471 から波長 λ_B と λ_C の単波長光が射出される。単波長光は、ダイクロイックミラー 473 により合成され近距離用単波長光用集光レンズ 468 を経てライトガイド 408 に入射され、内視鏡挿入部 400 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 407 により被写体 1 へ照射される。

【0076】図 9 に示すように、3 つの単波長光と可視光が合成された光の反射光は対物レンズ 401 によって集光され、分光用プリズム 403 で各波長ごとに分光して、通常画像用撮像素子 402a、402b、402c にそれぞれ結像される。撮像素子 402a、402b、402c からの映像信号は CCD ケーブル 404a、404b、404c を導通させコンピュータ 440 に送られ、それぞれの画像がコンピュータ 440 内のメモリに保存される。

【0077】次に、可視光による反射光像は通常画像として、遠距離から照射した単波長 λ_A の光による反射光像と、近距離から照射した単波長 λ_B の光による反射光像および単波長 λ_C の光による反射光像から加算平均により算出した近距離から照射した単波長 λ_A に相当する光による反射光像とで演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置によって、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0078】本実施形態では、遠距離用光源に可視光 λ_A 、近距離光源に λ_B および λ_C を用いたが、遠距離用光源に λ_B および λ_C 、近距離光源に λ_A を用いることもできる。

【0079】また、可視光源を遠距離用光源としてだけでなく、近距離用光源とする、またはその両方とすることもできる。

【0080】次に、本発明の第 5 の実施の形態について説明する。本実施形態は第 1 実施形態の要素に蛍光内視

鏡を組み合わせたものである。図 11 は、本実施形態による内視鏡の概略構成を示す図である。なお、第 1 から第 4 実施形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0081】本実施形態による内視鏡装置は、挿入部 500 が、内部に先端まで延びる CCD ケーブル 504、遠距離用ライトガイド 506、近距離用ライトガイド 508 を備えている。CCD ケーブル 504 の先端部には、通常画像用撮像素子 502 が接続され、その通常画像用撮像素子 502 には、分光用プリズム 503 が取り付けられている。分光用プリズム 503、遠距離用ライトガイド 506 および近距離用ライトガイド 508 の先端部、即ち内視鏡挿入部 500 の先端部には、対物レンズ 501 および遠距離用照明レンズ 505 および近距離用照明レンズ 507 を備えている。CCD ケーブル 504 の基端は、コンピュータ 540 に接続され、遠距離用ライトガイド 506 および近距離用ライトガイド 508 の基端は照明ユニット 560 に接続されている。

【0082】照明ユニット 560 は、遠距離用ライトガイド 506 を通して内視鏡挿入部 500 から遠距離用照射レンズにより照射するための光源として、白色光を発する白色光源 562 と、その白色光源 562 に電氣的に接続された白色光源用電源 563 と、白色光源 562 から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ 261 がある。

【0083】同じく近距離用ライトガイド 508 を通して内視鏡挿入部 500 から近距離用照射レンズにより照射するための光源として白色光を発する白色光源 565 と、その白色光源 565 に電氣的に接続された白色光源用電源 566 および蛍光画像用励起光を発する励起光源 567 と、その励起光源 567 に電氣的に接続された励起光源用電源 568 があり、白色光源 565 の前面には白色の光は透過し励起光は反射するダイクロイックミラー 569 を、励起光源 567 の前面にはミラー 570 を設置することによって、白色光源 565 と励起光源 567 の 2 つの光源から射出される白色光および励起光を、集光レンズ 564 に入射させている。

【0084】蛍光画像検出ユニット 580 には、イメージファイバ 510 が接続され、イメージファイバ 510 により伝搬された蛍光像を結像系に導く蛍光用コリメートレンズ 581、自家蛍光像から励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ 582、その励起光カットフィルタ 582 を透過した自家蛍光像から所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ 583、その光学透過フィルタ 583 を回転させるフィルタ回転装置 584、その光学透過フィルタ 583 を透過した自家蛍光像を結像させる蛍光用集光レンズ 585、蛍光用集光レンズ 585 により結像された自家蛍光像を撮像する蛍光画像用高感度撮像素子 586 を備えている。蛍光画像用高感度撮像素子 586 が撮影した蛍光画像は、CCD ケ

ープル 587 によりコンピュータ 540 に接続されている。

【0085】コンピュータ 540 には内視鏡 500 から延びている CCD ケーブル 504 および蛍光画像検出ユニット 580 から延びている CCD ケーブル 587 が接続されている。また、第 1 実施形態と同様、必要に応じてポインティングデバイス 541 やキーボード 542 等を接続することができる。

【0086】次に以上のように構成された本実施の形態による内視鏡装置の作用について説明する。

【0087】まず、内視鏡 500 は、オペレータの手により被験者の体腔内に挿入される。その後、遠距離用白色光源電源 563 が駆動され、遠距離用白色光源 562 から白色光が射出される。白色光は、遠距離用白色光用集光レンズ 561 を経てライトガイド 506 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から遠い距離にある照明レンズ 505 により被写体 1 へ照射される。

【0088】同時に近距離用白色光源電源 566 および近距離用励起光源電源 568 が駆動され、近距離用白色光源 565 および近距離用励起光源 567 から白色光および励起光が射出される。白色光および励起光は、ダイクロイックミラー 569 により合成され、近距離用集光レンズ 564 を経てライトガイド 508 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 507 により被写体 1 へ照射される。

【0089】ここで、遠距離用白色光源電源 563 と近距離用白色光源電源 566 を交互に駆動し、遠距離用白色光と近距離用白色光を交互に切替えて照射し、その切替に同期してそれぞれの光の反射光像を時分割することにより両反射光像を独立に撮影し、前述の原理に基づいて演算を行うことにより、上記のように構成された本実施形態による内視鏡装置でも、第 1 実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0090】さらに、本実施形態では、距離分布情報の取得と同時に蛍光画像を撮影することができる。以下に蛍光画像撮影時の作用について説明する。

【0091】近距離光源の光による反射光像撮影時、近距離用白色光源電源 566 を OFF にし、近距離用励起光源電源 568 のみを駆動し、近距離用励起光源 567 から励起光を射出する。励起光源 567 には波長 410 nm の GaN 系半導体レーザを用いる。励起光は、ダイクロイックミラー 569 により反射され近距離用集光レンズ 564 を経てライトガイド 508 に入射され、内視鏡挿入部 500 の先端部まで導光された後、被写体 1 から近い距離にある照明レンズ 507 により被写体 1 へ照射される。

【0092】励起光を照射されることにより生じる被写体 1 からの自家蛍光は、集光レンズ 509 により集光

*され、イメージファイバ 510 の先端に入射され、イメージファイバ 510 を経て、励起光カットフィルタ 582 に入射する。

【0093】励起光カットフィルタ 582 を透過した自家蛍光は、光学透過フィルタ 583 を通過する。なお、励起光カットフィルタ 582 は、波長 420 nm 以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光の波長は 410 nm であるため、被写体 1 で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ 582 でカットされ、光学透過フィルタ 583 へ入射することはない。

【0094】コンピュータ 540 により、フィルタ回転装置 584 が駆動され、自家蛍光像は、光学フィルタ 583 を透過した後、蛍光用集光レンズ 585 により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子 586 により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子 586 からの映像信号は AD 変換回路 587 へ入力され、デジタルデータに変換された後、ライン 589 を通ってコンピュータ 540 に保存される。

【0095】上記の様に処理された通常画像、距離分布情報および蛍光画像は、モニタ 120 に入力され、全画像が並列して、あるいは切替え可能なものとして可視画像として表示される。

【0096】本実施形態では、第 1 実施形態の内視鏡装置と蛍光画像撮影部を組み合わせたが、第 1 実施形態以外にも第 2 から第 4 実施形態のいずれも蛍光画像撮影部と組み合わせることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 2】本発明に用いる距離演算方法についての原理図

【図 3】本発明の第 2 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 4】特定波長の反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示す図

【図 5】本発明の第 2 実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート

【図 6】本発明の第 3 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 7】加算平均による中間波長成分推定を導入した距離分布撮影法を示す図

【図 8】本発明の第 4 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 9】輝度画像（可視域）および距離画像（赤外域）を同時取得可能とした反射光強度推定を導入した距離分布撮影法を示した図

【図 10】本発明の第 4 実施形態による内視鏡装置の処理フローチャート

【図 11】本発明の第 5 実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 12】本発明の内視鏡により撮影した通常画像の例

17

18

【図13】本発明に用いる2点間の距離の演算方法についての原理図

【符号の説明】

1 被写体

50a, 50b 発光位置

100, 200, 300, 400, 500 内視鏡

120 モニタ

*

*140, 240, 340, 440, 540 コンピュータ

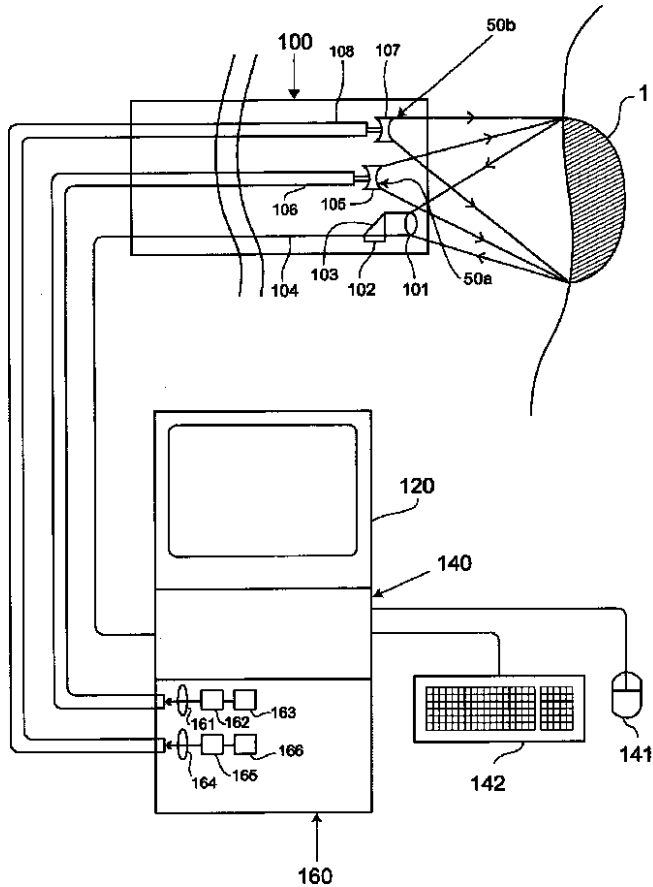
141 ポインティングデバイス

142 キーボード

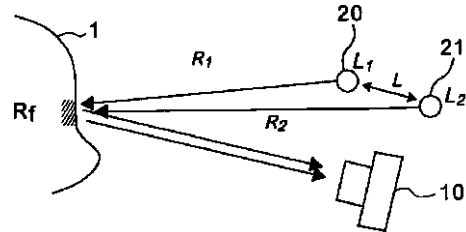
160, 260, 360, 460, 560 照明ユニット

580 蛍光画像検出ユニット

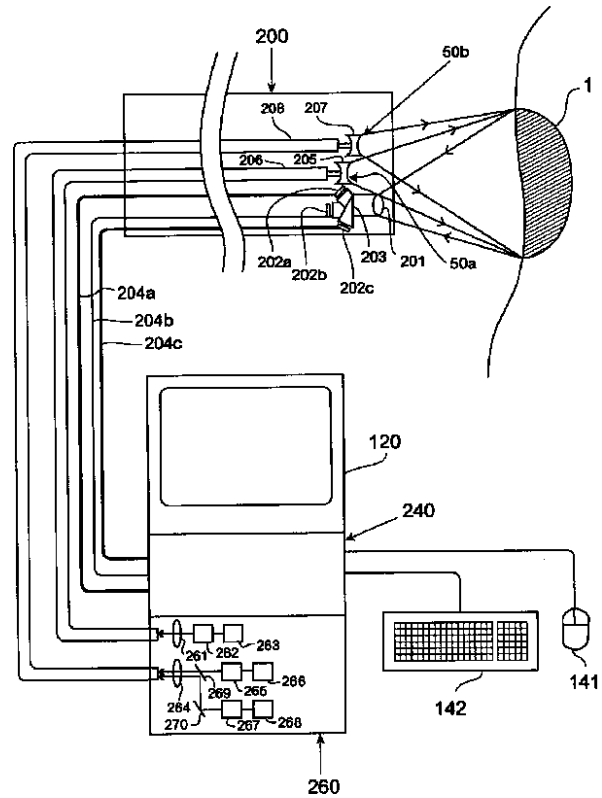
【図1】



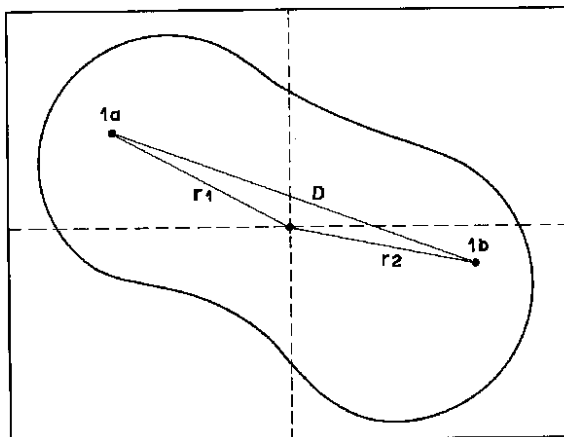
【図2】



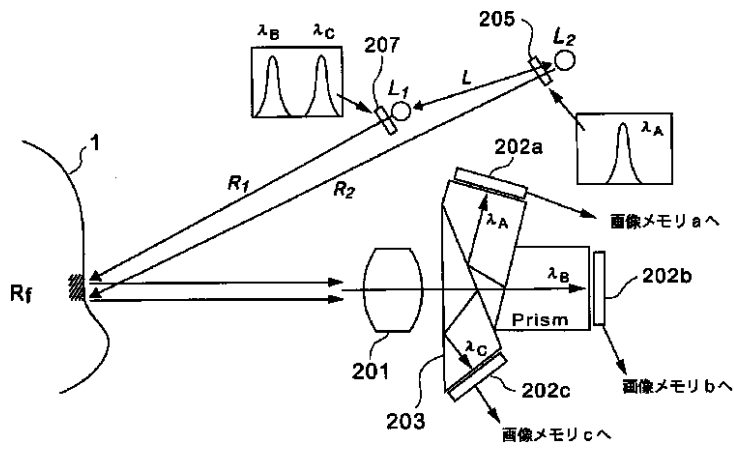
【図3】



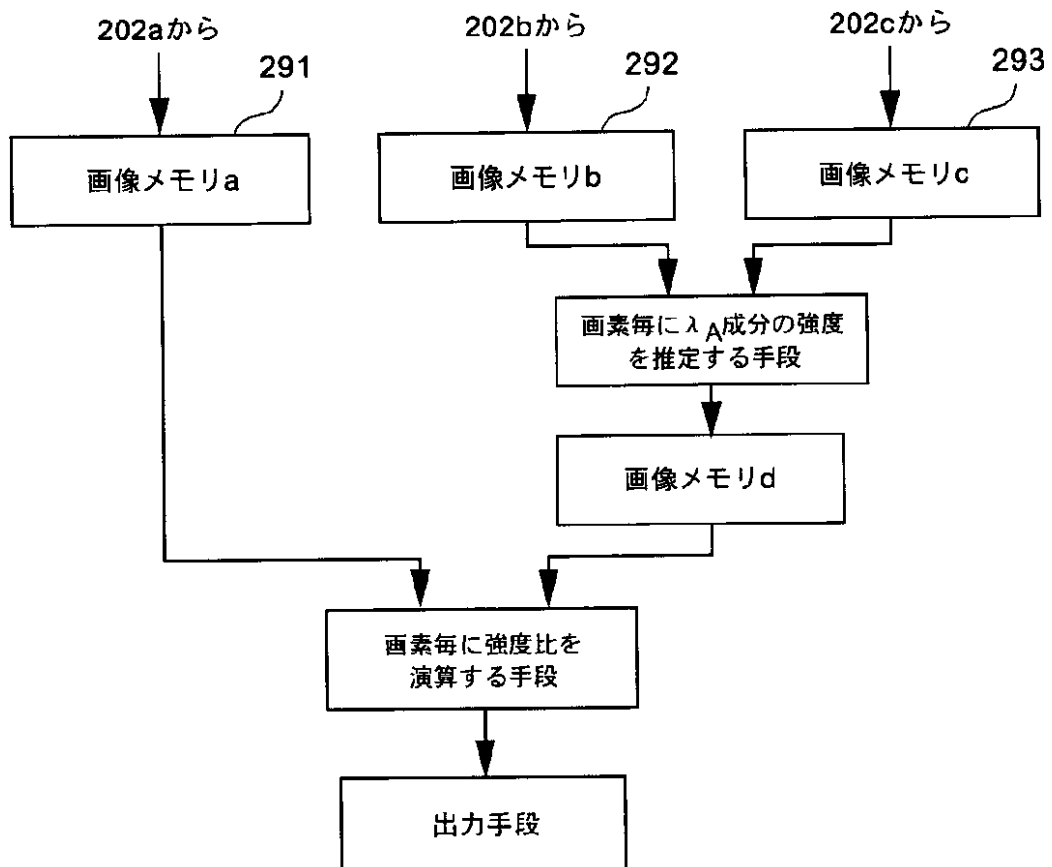
【図12】



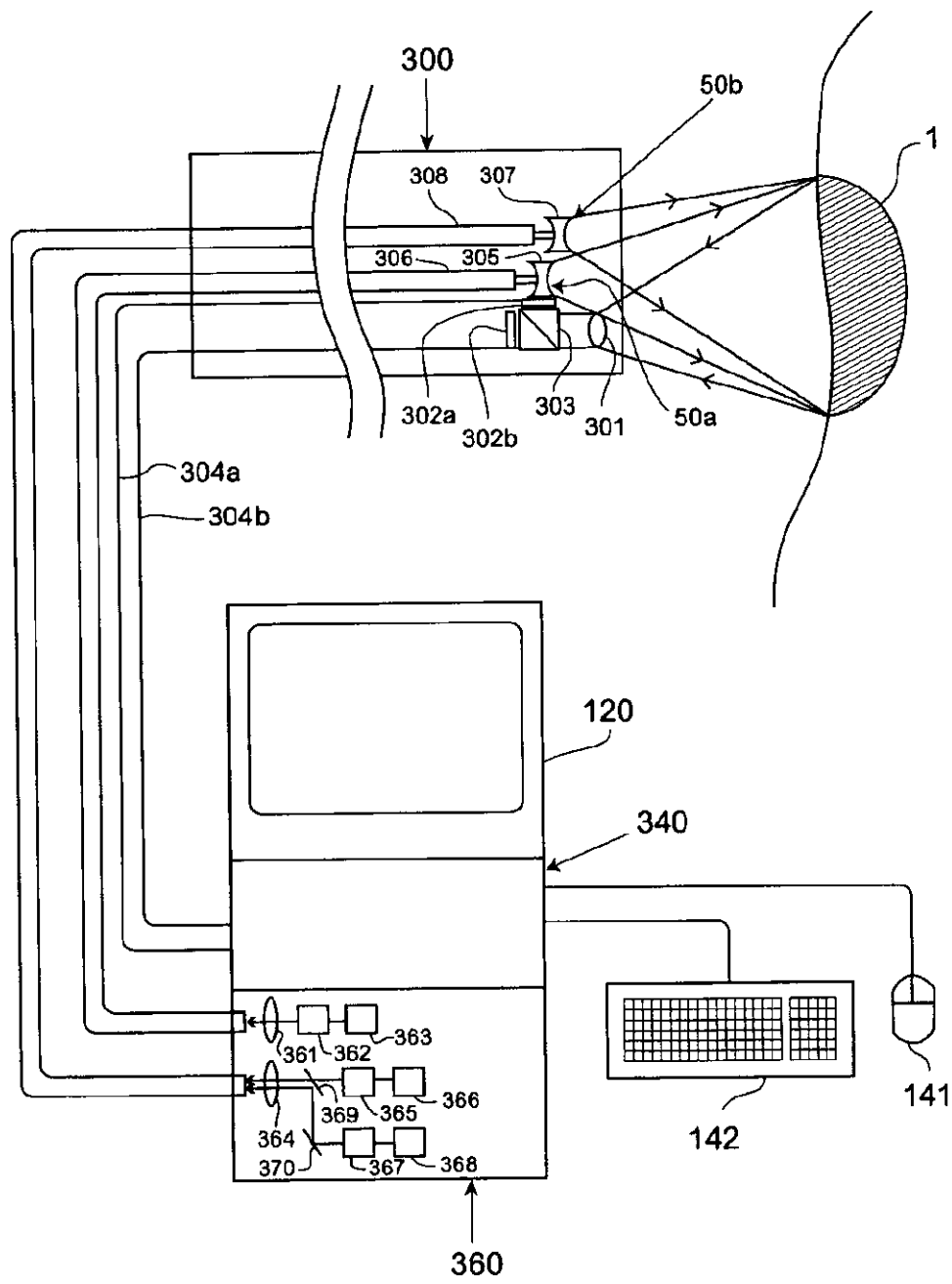
【図4】



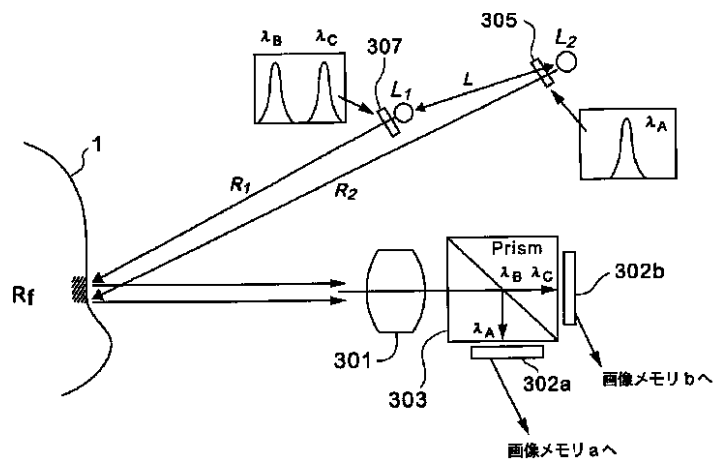
【図5】



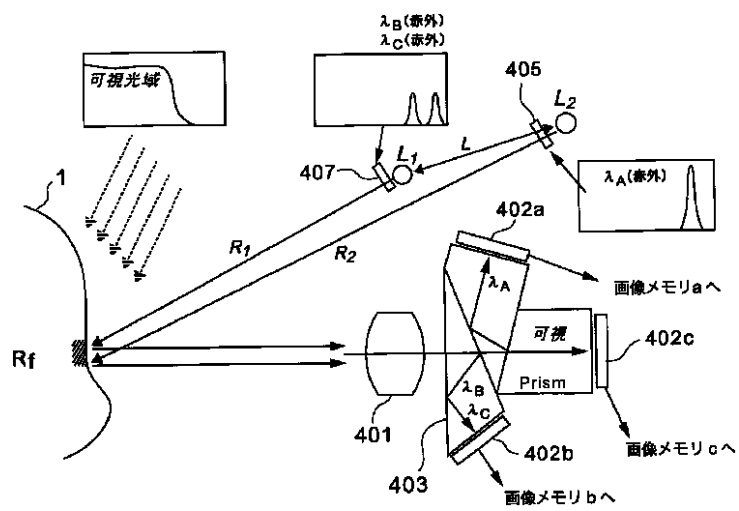
【図 6】



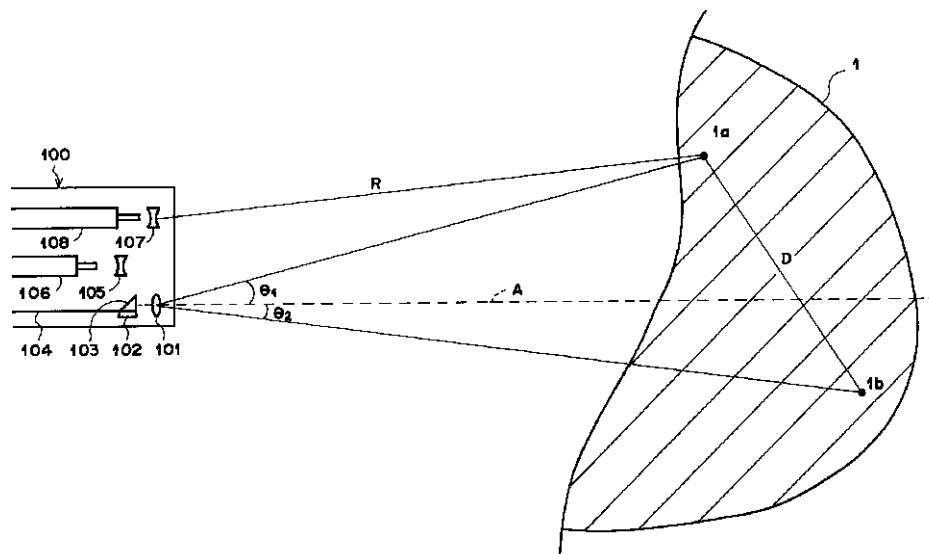
【圖 7】



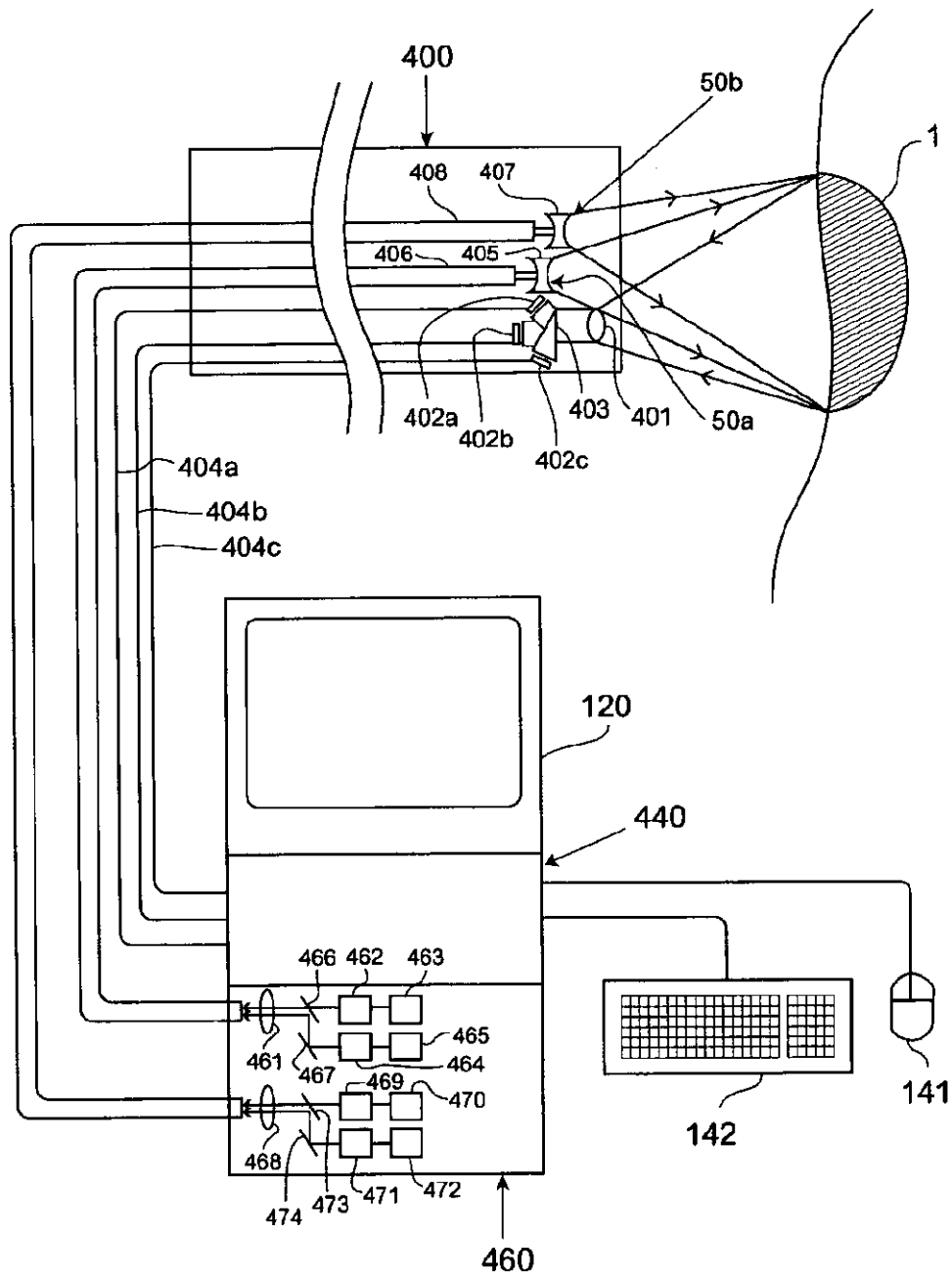
【图9】



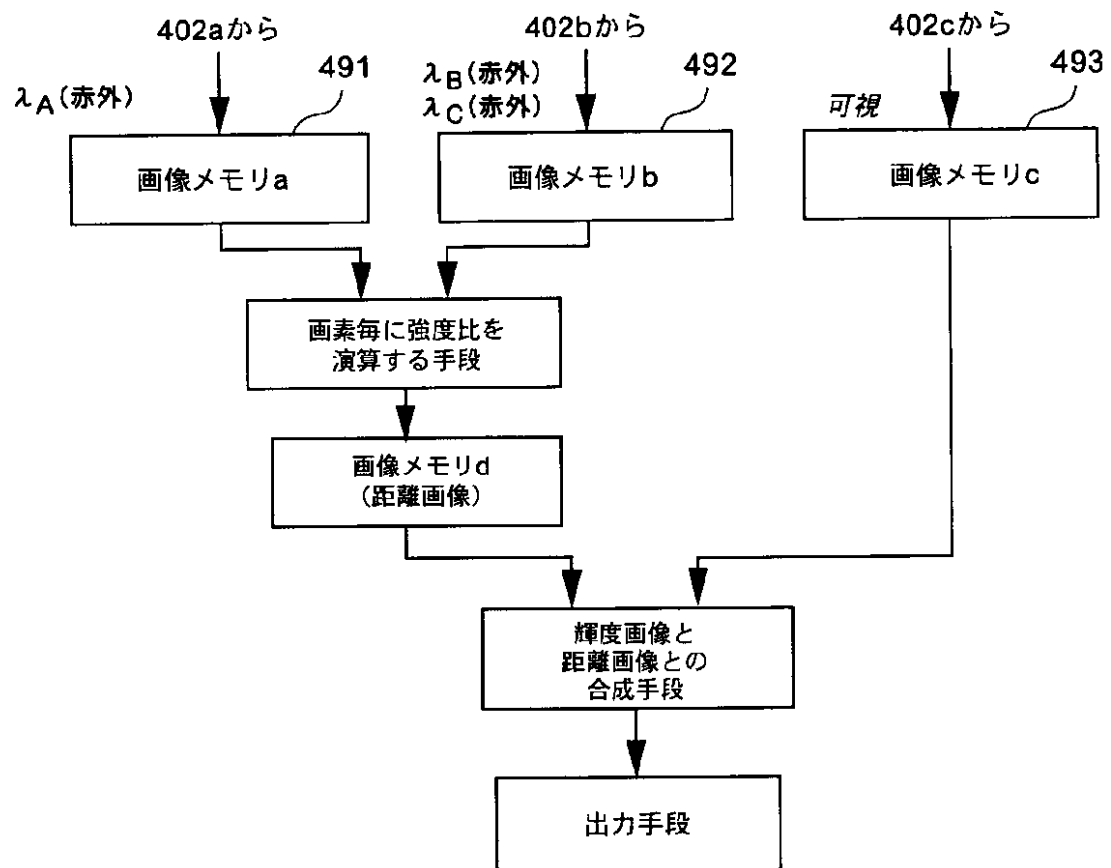
【图 13】



【図 8】



【図10】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2002065585A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2000254118	申请日	2000-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	小野修司		
发明人	小野 修司		
IPC分类号	G01B11/00 A61B1/00 G01B11/24 G01B11/245 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.E G01B11/00.H G02B23/26.B G02B23/26.C H04N7/18.M G01B11/24.K A61B1/00.551 A61B1/00.553 G01B11/24.N G01B11/245.H		
F-TERM分类号	2F065/AA04 2F065/AA06 2F065/AA51 2F065/AA60 2F065/BB05 2F065/CC16 2F065/DD06 2F065/FF42 2F065/GG06 2F065/GG13 2F065/GG22 2F065/GG23 2F065/GG24 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ26 2F065/LL01 2F065/LL03 2F065/LL04 2F065/LL20 2F065/LL22 2F065/LL26 2F065/LL46 2F065/LL47 2F065/MM28 2F065/NN02 2F065/PP21 2F065/QQ00 2F065/QQ03 2F065/QQ17 2F065/QQ24 2F065/QQ26 2F065/QQ28 2F065/SS02 2F065/SS13 2H040/AA02 2H040/AA03 2H040/AA04 2H040/BA22 2H040/CA06 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH52 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/SS09 4C061/SS21 4C061/WW11 5C054/AA02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CG02 5C054/CH02 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FB03 5C054/FC11 5C054/FC15 5C054/FE14 5C054/FE23 5C054/HA12 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过简单的构造和算术处理，即使被摄体在运动中也能够获得内窥镜装置中的距离信息，并且在短时间内获得具有与摄像装置相同的空间分辨率的距离分布信息。为了能够。解决方案：使来自长距离照明透镜105的照明和来自近距离照明透镜107的照明几乎同时发光，并且在每个发射定时，图像拾取元件102拍摄每个光的反射光图像。要做。接下来，计算机140通过基于两个拍摄图像的每个像素的亮度比执行计算来计算每个像素的距离，并通过收集它们来计算距离分布信息。另外，两个捕获图像之一被用作普通图像。正常图像和距离分布信息作为可见图像显示在监视器120上。

